



Desarrollo de un registrador de datos de la marcha con capacidad de almacenamiento en memoria SD y transmisión Bluetooth

Samuel Casanova Calzadilla, Osniel Alejandro García Orihuela, Fidel Ernesto Hernández Montero

RESUMEN

En este trabajo se presentó el diseño e implementación de un dispositivo electrónico capaz de registrar datos asociados a la marcha, que para su funcionamiento no requiera necesariamente la conexión con un terminal de usuario. Para ello se utilizó un microcontrolador ESP32, un sensor inercial ICM-20948 y un módulo para almacenamiento en memoria micro SD, incluyendo además un monitor de carga de batería LTC2942. Partiendo de los componentes seleccionados, se construyó un sistema electrónico de tamaño reducido, ligero y fácil de manipular, cuyo firmware, estructurado como máquina de estados, permitió dos modos de trabajo: transmisión de datos vía Bluetooth Low Energy (BLE) y almacenamiento autónomo en memoria micro SD. Se demostró que el módulo obtenido digitalizó señales inerciales en los tres ejes con una frecuencia de muestreo máxima de 1100 Hz, adecuada para el análisis de la marcha. En pruebas de autonomía, el sistema operó durante 240 minutos en modo almacenamiento y 165 minutos en modo BLE con una batería de 380 mAh, exhibiendo mayor duración en el modo autónomo. Los resultados confirmaron el comportamiento satisfactorio del sistema, validándolo como una alternativa de bajo costo para la adquisición prolongada de datos de movimiento.

Palabras claves: Sensor Inercial, IMUs, Análisis de la Marcha.

ABSTRACT

This work presents the design and implementation of a Wearable Device capable of recording gait-associated data, which does not necessarily require a connection to a user terminal for operation. An ESP32 microcontroller, an ICM-20948 inertial sensor, and a microSD card storage module were used for this purpose, also including an LTC2942 battery charge monitor. Based on the selected components, a compact, lightweight, and easy-to-handle electronic system was built. Its firmware, structured as a state machine, enabled two operating modes: data transmission via Bluetooth Low Energy (BLE) and autonomous storage on a microSD card. It was demonstrated that the developed module digitized inertial signals on the three axes with a maximum sampling frequency of 1100 Hz, suitable for gait analysis. In autonomy tests, the system operated for 240 minutes in storage mode and 165 minutes in BLE mode using a 380 mAh battery, exhibiting longer duration in the autonomous mode. The results confirmed the satisfactory performance of the system, validating it as a low-cost alternative for prolonged motion data acquisition.

Keywords: Inertial Sensor, IMUs, Gait Analysis.

Development of a gait data logger with SD memory storage and Bluetooth transmission capabilities.

Recibido: 05/2026 Aceptado: 07/2026

1.-INTRODUCCIÓN

El envejecimiento es un proceso irreversible que conlleva cambios estructurales y funcionales comunes a todas las especies, resultado de una disminución en la capacidad de adaptación. Este fenómeno cobra especial relevancia al analizar las tendencias demográficas actuales. Según la Organización Mundial de la Salud, se estima que la proporción de la población mundial mayor de 60 años crecerá del 12 % en 2015 al 22 % en 2050. En 2021 se registraron 761 millones de personas mayores de 65 años a nivel mundial, y se prevé que esta cifra alcance los 1.600 millones para 2050 [1] [2]. Este incremento en la población envejecida representa un desafío significativo para los sistemas sanitarios y sociales de los países, que deben prepararse para afrontar este cambio demográfico.

La atención óptima del adulto mayor es un tema de trascendencia social y económica debido a su impacto en la población y en la economía. Se ha comprobado que la detección precoz del anciano frágil mediante el empleo oportuno de técnicas diagnósticas, terapéuticas y rehabilitadoras, puede mejorar la calidad de vida del adulto mayor e incluso permitir la evaluación del riesgo de demencia, caídas y mortalidad temprana. Diversas investigaciones han destacado la importancia de los indicadores del desempeño físico para la clasificación del grado de funcionalidad en los ancianos y su deterioro. Entre los parámetros más utilizados para la evaluación del desempeño físico se encuentran los relacionados con los parámetros de la marcha [3].

Uno de los métodos de análisis de la marcha humana es mediante sistemas de captura de movimiento basados en cámaras en entornos controlados. Estos sistemas con cámaras optoelectrónicas infrarrojas son considerados el estándar para el análisis cinemático de la marcha, proporcionando datos detallados y precisos sobre los movimientos humanos, pero tienen un costo muy elevado pues requieren de una inversión significativa en equipos especializados. Los procesos de calibración del sistema y la preparación de los sujetos pueden ser largos y laboriosos, lo que limita la eficiencia en entornos clínicos o de investigación. Además, restringen las pruebas en ambientes controlados de laboratorio, lo que impide reflejar con precisión las condiciones de la vida diaria de los sujetos evaluados [4] [5].

Otra de las metodologías empleadas para este fin es el uso de sensores colocados en el suelo a lo largo del trayecto de marcha. Estos sensores, generalmente basados en tecnologías como plataformas de presión o sensores piezoeléctricos, se instalan en el suelo para registrar las fuerzas y presiones ejercidas durante el contacto del pie con el suelo. Al analizar estos datos, se pueden identificar patrones de marcha, detectar fases específicas del ciclo de la marcha y evaluar la distribución de la presión plantar, pero la instalación y mantenimiento de estos sistemas pueden ser costosos, lo que limita su accesibilidad en algunos entornos clínicos. Al centrarse en el contacto del pie con el suelo, no capturan la información completa sobre otros aspectos de la marcha, como la fase de vuelo o la dinámica del movimiento de las extremidades superiores. Además de ser propensos a errores, pues factores como el tipo de calzado, la velocidad de marcha y las condiciones del suelo pueden influir en la precisión de los datos recogidos, requiriendo una interpretación cuidadosa de los resultados [6].

El uso de dispositivos electrónicos portátiles, conocidos como *Wearable Devices* en idioma inglés, equipados con Unidades de Medición Inercial (IMU), es otro de los métodos el cual ha ganado popularidad en contextos clínicos, deportivos, biométricos y de entretenimiento. Estos son dispositivos que integran acelerómetros, giroscopios y, en ocasiones, magnetómetros, permitiendo medir la aceleración lineal y la velocidad angular en tres ejes (X, Y, Z). Estas mediciones se utilizan para calcular la orientación y posición de las articulaciones o segmentos corporales en movimiento. A pesar de que las mediciones pueden verse afectadas por ruidos, requerir procedimientos de calibración precisos y configuraciones específicas para garantizar mediciones exactas, constituyen una propuesta de bajo costo con gran número de aplicaciones. Son útiles en rehabilitación, entrenamiento deportivo y monitoreo de la actividad física, proporcionando información valiosa para la evaluación y mejora del rendimiento. Al ser dispositivos compactos y ligeros, pueden ser fijados al cuerpo sin interferir significativamente en las actividades del usuario. Permiten la monitorización del movimiento en entornos reales, fuera de laboratorios, ofreciendo datos más representativos de las actividades diarias [7].

Como el resto del mundo, Cuba presenta un alto índice de envejecimiento, fenómeno que va en aumento y es irreversible. Con una tendencia al incremento en la prevalencia de afecciones crónicas en ancianos, presta una relevante atención a este fenómeno demográfico [8], lo cual ha condicionado el desarrollo de estudios y proyectos para mejorar la calidad de vida del adulto mayor. La ciencia y la tecnología cubana han pasado a formar un eslabón fundamental en la búsqueda de soluciones cada vez más factibles.

En Cuba existe un antecedente de estudio de los indicadores del desempeño físico en ancianos que ha permitido la correcta caracterización de los mismos y la identificación de adultos mayores frágiles, para priorizar su atención especializada en el Sistema Nacional de Salud. Dicho trabajo consiste en el estudio evolutivo del desempeño de los adultos mayores que asisten a Círculos de Abuelos del municipio Plaza de la Revolución. En particular, se mide, entre otros aspectos, la marcha, para lo cual se registran datos de velocidad, amplitud del paso y cadencia [9]. La medición de estos parámetros, se realiza por

inspección visual, lo cual imprime un carácter subjetivo al procedimiento: imprecisiones en las mediciones, errores en el proceder, etc. Con vistas a automatizar estos procesos, se vienen ejecutando algunos proyectos [9, 10] orientados a la obtención de dispositivo electrónico experimentales basados en sensores inerciales. Estos sistemas se basan en la transmisión continua de datos por lo que su consumo es alto y están limitados a períodos cortos de trabajo y sujetos al rango de movimiento de la conexión con una computadora.

La presente investigación está orientada a resolver el problema consistente en la necesidad de un sistema electrónico para la medición de los parámetros biomecánicos de la marcha que sea utilizado sin conexión a un terminal de usuario y pueda extender más los periodos de monitoreo y registro de datos en comparación con lo ya desarrollado.

El objetivo de este trabajo es desarrollar y validar un dispositivo electrónico que permita registrar datos asociados a la marcha humana durante períodos de tiempo prolongados y que, para su funcionamiento, no necesite conexión a un terminal de usuario.

2.- METODOLOGÍA

El desarrollo del dispositivo electrónico se basó en un enfoque de diseño e implementación de sistemas embebidos, estructurado en fases que abarcaron desde la definición de requisitos hasta la validación funcional del prototipo. Esta sección describe el diseño general de la solución, los detalles técnicos de sus componentes y las herramientas empleadas para su desarrollo y experimentación.

2.1.- REQUISITOS DE DISEÑO

A continuación, se presentan los requisitos de diseño que constituyen los puntos de partida del trabajo realizado:

- Comodidad y usabilidad; es imprescindible minimizar tanto el tamaño como el peso del dispositivo. Por tanto, el sistema electrónico debe ser pequeño, portable y ligero.
- El sensor inercial debe integrar acelerómetro, giroscopio y magnetómetro triaxiales, de bajo consumo, que permitan frecuencias de muestreo de hasta 1 kHz que garantice una frecuencia adecuada para el análisis de los parámetros de la marcha.
- Deben implementarse dos modos de trabajo, que podrán operar de modo independiente: (1) transmisión continua de datos vía BLE, lo que permitirá tener acceso a los datos en tiempo real, y (2) almacenamiento continuo de datos en una memoria micro SD para libertad de movimiento (mayor autonomía) sin dependencia de una conexión inalámbrica.
- Incluir un respaldo de batería e indicadores del nivel de la misma.

2.2.- ARQUITECTURA DEL SISTEMA

El sistema a desarrollar consistirá en un módulo electrónico para la adquisición de muestras, que permitirá interactuar con el usuario para definir los parámetros de las mediciones. El módulo electrónico capturaría los datos procedentes del sensor inercial y los transmitiría vía BLE o almacenaría en una memoria micro SD, según el modo seleccionado. Por otro lado, desde un terminal, que puede ser una computadora o un teléfono móvil, se configurarían parámetros como frecuencia de muestreo y rango de operación. La estructura descrita puede ser observada en la figura 1.

La operación del sistema inicia con una conexión BLE para configurar los parámetros. En el modo de transmisión inalámbrica, el microcontrolador lee continuamente los datos del sensor y los envía al terminal de usuario vía BLE. En el modo de almacenamiento autónomo, una vez configurado, el dispositivo puede prescindir de la conexión BLE. Los datos se almacenan de forma continua en una memoria micro SD, lo que permite su uso en escenarios cotidianos sin restricciones de distancia y maximizando la autonomía energética. Esta arquitectura dual fue fundamental para cumplir con el objetivo de independizar el dispositivo de una conexión continua.

2.3.- DISEÑO ELECTRÓNICO DEL SISTEMA.

El sistema electrónico a desarrollar se propone que incluya los siguientes componentes principales: una unidad de medición inercial para adquirir las señales físicas asociadas al movimiento, un microcontrolador ESP32 como unidad de control, una memoria micro SD que permite almacenar los datos obtenidos, una batería para alimentar el circuito, y un monitor de carga para registrar el nivel de esta última.

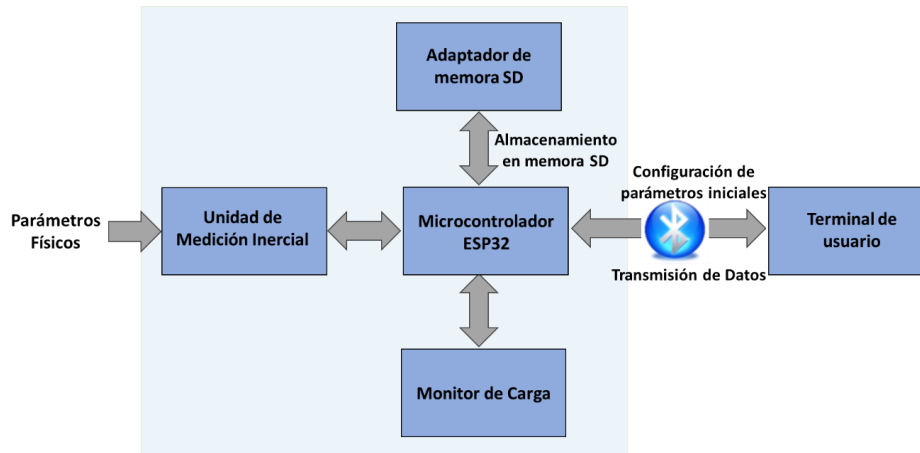


Figura 1
Diagrama en bloques del sistema.

Como Unidad de Medición Inercial se seleccionó el sensor ICM-20948 (TDK InvenSense). Este dispositivo integra un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro (9 grados de libertad) en un único chip. Ofrece frecuencias de muestreo base de hasta 1100 Hz para el acelerómetro y 1125 Hz para el giroscopio, con ADCs de 16 bits, cumpliendo así el requisito de precisión y frecuencia. Es compatible con interfaces SPI e I2C y opera a 1.8V, aunque su placa de desarrollo permite alimentación a 3.3 V [11].

Como Unidad de Control se utilizó la placa de desarrollo ESP32-E DFR0654 (DFRobot), basada en el módulo ESP-WROOM-32E. Este microcontrolador de doble núcleo es ideal para el proyecto debido a su integración nativa de conectividad Wi-Fi y Bluetooth 4.2 (BLE), su bajo consumo (80 mA en operación, 10 μ A en sueño profundo), sus 520 kB de SRAM y sus múltiples interfaces (SPI, I2C, UART). Actúa como el cerebro del sistema, controlando la adquisición de datos, la comunicación y el almacenamiento [12].

Para ser usado durante el modo de trabajo autónomo, se incorporó un adaptador para memoria micro SD. La comunicación con el microcontrolador se establece mediante el protocolo SPI, garantizando una interfaz sencilla y confiable para la escritura continua de datos. Se diseñó un circuito impreso (PCB) específico que incluye el conector DM3AT-SF-PEJM5, resistencias *pull-up* y capacitores de desacople para asegurar la integridad de la señal.

El sistema de potencia se compone de una batería de polímero de litio LP422339JU (3.7V, 380 mAh) y el circuito monitor LTC2942. Este último es un medidor de carga preciso (error del 1 %) que se comunica vía I2C con el ESP32, permitiendo medir la tensión, la corriente acumulada (carga/descarga) y la temperatura de la batería. Esta información es crucial para implementar estrategias de ahorro de energía y alertas de bajo nivel de batería. Al igual que con el adaptador SD, se diseñó un PCB dedicado para alojar este componente [13].

La interconexión de estos componentes se realizó siguiendo consideraciones técnicas específicas. Para evitar interferencias y garantizar un muestreo estable a 1 kHz, se utilizaron dos buses SPI independientes: uno para el sensor ICM-20948 (pines GPIO 2, 18, 19, 23) y otro para la memoria micro SD (pines GPIO 17, 16, 25, 26). El monitor LTC2942 se conectó al bus I2C estándar del ESP32 (pines GPIO 21 SDA, 22 SCL). Se asignaron pines GPIO para un LED bicolor (GPIO 4 y 13) para indicación de estado y un botón (GPIO 27) para activar el modo de bajo consumo.

Adicionalmente se definió el botón de activación del modo de sueño profundo, ya incorporado en la placa FireBeetle, conectado al GPIO 27. Para la señalización visual se utilizó un único LED bicolor, conectado al GPIO 4 y GPIO 13, permitiendo representar distintos estados del sistema según el color activo.

El diseño final del sistema electrónico muestra las conexiones entre el microcontrolador ESP32 y los componentes principales: el sensor inercial ICM20948, la memoria micro SD, el monitor de carga LTC2942 y los LEDs indicadores. La figura 2 presenta el esquema con las conexiones eléctricas que permite la comunicación y el funcionamiento del sistema.

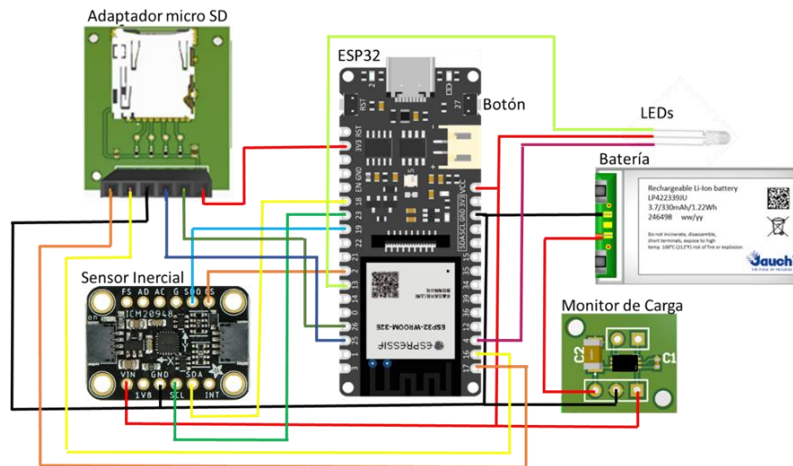


Figura 2
Esquema del módulo electrónico.

La tabla 1 detalla los pines GPIO del ESP32 utilizados para conectar el sensor ICM20948, la memoria micro SD, el monitor de carga, así como el botón para la interrupción externa del sueño profundo y los LEDs.

Tabla 1
Conexiones del hardware.

GPIO	ICM20948	SD	LTC2942	Otros
2	CS	-	-	-
18	SCLK	-	-	-
19	MISO	-	-	-
23	MOSI	-	-	-
17	-	CS	-	-
16	-	SCLK	-	-
25	-	MISO	-	-
26	-	MOSI	-	-
21	-	-	SDA	-
22	-	-	SCL	-
27	-	-	-	Botón <i>Sleep</i>
4	-	-	-	LED Rojo
13	-	-	-	LED Verde

2.4.- SOFTWARE DEL MICROCONTROLADOR.

El firmware constituye el núcleo de control del sistema, encargado de orquestar la adquisición de datos, la comunicación inalámbrica, el almacenamiento autónomo y la gestión energética. Su diseño se basó en una arquitectura de máquina de estados finitos, que permite modelar de forma clara y robusta las diferentes fases operativas del dispositivo y las transiciones entre ellas.

El funcionamiento del sistema se organiza en los siguientes estados, cuyas transiciones se muestran en la Figura 3:

- **Inicialización:** Se ejecuta al encender el dispositivo o al salir del modo *deep sleep*. El firmware verifica la conexión del sensor inercial ICM-20948 y del monitor de batería LTC2942, colocándolos inicialmente en bajo consumo. Seguidamente, activa la interfaz BLE como servidor UART para preparar el canal de comunicación y queda en reposo hasta que el terminal de usuario establece la conexión, momento en que transita al estado de Configuración.
- **Configuración:** El sistema queda a la espera de los parámetros de operación enviados por el usuario a través del canal de recepción BLE. Mediante caracteres específicos, se definen la frecuencia de muestreo, los rangos del acelerómetro y giroscopio, y el modo de funcionamiento. Una vez recibidos, se transita al estado seleccionado: Transmisión BLE o Almacenamiento con conexión BLE.
- **Transmisión BLE:** Mantiene la conexión inalámbrica activa para adquirir continuamente las muestras del sensor (aceleración, velocidad de rotación, campo magnético y temperatura). El firmware acumula cinco mediciones completas en un búfer y, al completarlas, envía el paquete de datos mediante una notificación BLE, repitiendo este ciclo de forma continua.
- **Almacenamiento en micro SD con conexión:** Registra continuamente los datos del sensor inercial en un archivo CSV dentro de la memoria micro SD mientras mantiene el enlace Bluetooth activo. En este modo no se transmiten datos por BLE; la interfaz inalámbrica se mantiene exclusivamente para recibir comandos de control, como iniciar o detener la adquisición.
- **Almacenamiento en micro SD sin conexión:** Se activa de forma automática si el usuario interrumpe la conexión Bluetooth durante el almacenamiento de datos. El dispositivo continúa operando de manera totalmente autónoma, manteniendo la adquisición y el registro en la micro SD con la misma configuración previa.
- **Estados de batería baja:** Subestados específicos para los modos de transmisión y almacenamiento (con y sin conexión) que se activan visualmente cuando la carga de la batería cae por debajo del 20%. La adquisición y el flujo de trabajo se mantienen sin interrupciones en estos subestados hasta que el voltaje alcanza el límite crítico de 3.0 V, lo que dispara la secuencia automática hacia el modo sueño profundo.
- **Sueño Profundo (deep sleep):** Estado de mínimo consumo ($\approx 10 \mu A$) al que se accede automáticamente por voltaje crítico (3.0 V) o por una interrupción externa mediante el botón físico en el GPIO27. Antes de entrar en este modo, el sistema detiene la adquisición, finaliza la conexión BLE o cierra y desvincula correctamente el archivo CSV en la micro SD, y ejecuta las rutinas de apagado del ICM-20948 y del LTC2942. Al despertar, el sistema se reinicia volviendo al estado de Inicialización.
- **Error:** Estado de seguridad al que se transita si ocurre una falla crítica que impida el correcto funcionamiento, como la falta de respuesta o disponibilidad del ICM-20948 o LTC2942, la pérdida inesperada de la conexión BLE durante la transmisión, o la desconexión de la memoria micro SD durante el guardado. Al entrar en error, se detienen todas las tareas activas y se retorna al estado de Inicialización para intentar restablecer el sistema.

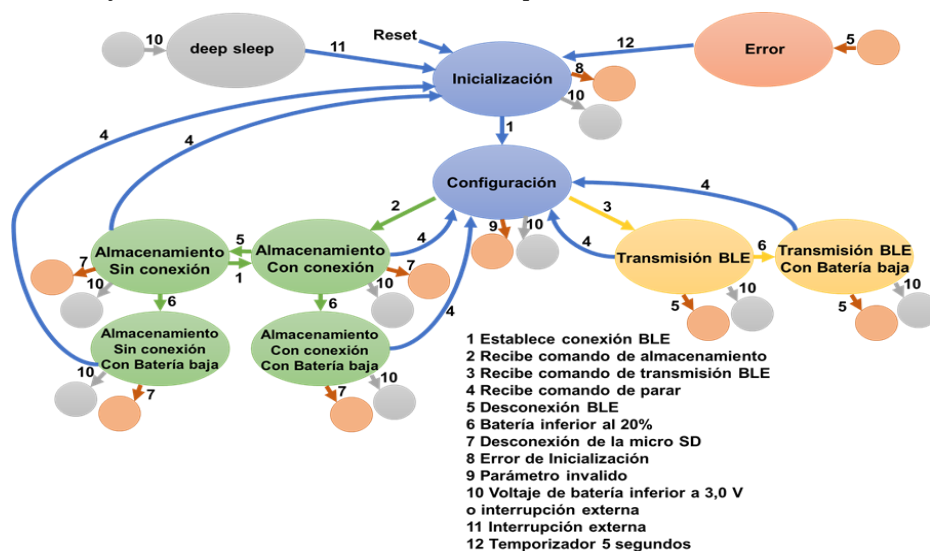


Figura 3
Diagrama de estados del sistema diseñado.

Al comenzar la ejecución del programa, se inicializan los sensores ICM-20948 y LTC2942, se activa la interfaz BLE y se configuran los temporizadores del sistema. Posteriormente, el firmware queda en espera de que el terminal de usuario establezca conexión BLE y envíe el comando “c”. Al recibir este carácter, el sistema aguarda los valores de frecuencia de muestreo, rangos del acelerómetro y giroscopio, así como la indicación del modo de trabajo. Este último se define mediante los caracteres “w” (para almacenamiento en memoria micro SD) o “b” (para transmisión vía BLE); si se selecciona el almacenamiento en la SD, debe transmitirse adicionalmente el nombre del archivo CSV seguido del carácter “/”.

Durante la fase de muestreo, un temporizador genera interrupciones periódicas a la frecuencia de barrido establecida, liberando un semáforo en cada intervalo. Al detectarse esta liberación en el bucle principal, se ejecuta la rutina de adquisición de datos para leer las mediciones de aceleración, giro, magnetismo y temperatura del ICM-20948 a través del bus SPI. Las lecturas se empaquetan en una trama que se direcciona al búfer de transmisión BLE o al de escritura en la micro SD, según la configuración activa.

La recepción del comando “p” indica la finalización de la adquisición, ante lo cual el sistema desactiva el temporizador de muestreo y coloca al sensor inercial en modo de bajo consumo. Dependiendo del canal activo, el firmware cierra el archivo y desvincula la memoria micro SD, o bien desactiva las notificaciones BLE, garantizando el cierre seguro de las operaciones en espera de una nueva configuración. Por otra parte, el comando “e” permite consultar el estado de la batería mediante el contador de coulomb; se obtiene la capacidad restante, el voltaje y la temperatura, y se envía el valor de la capacidad convertido en porcentaje al terminal de usuario vía BLE, permitiendo supervisar la autonomía sin interrumpir la operación del sistema.

En la figura 4 se muestra el seudocódigo de la programación del microcontrolador con sus principales funciones. El firmware se desarrolló utilizando el lenguaje C de Arduino, empleando PlatformIO como extensión de compilación integrado sobre el entorno de desarrollo de Visual Studio Code.

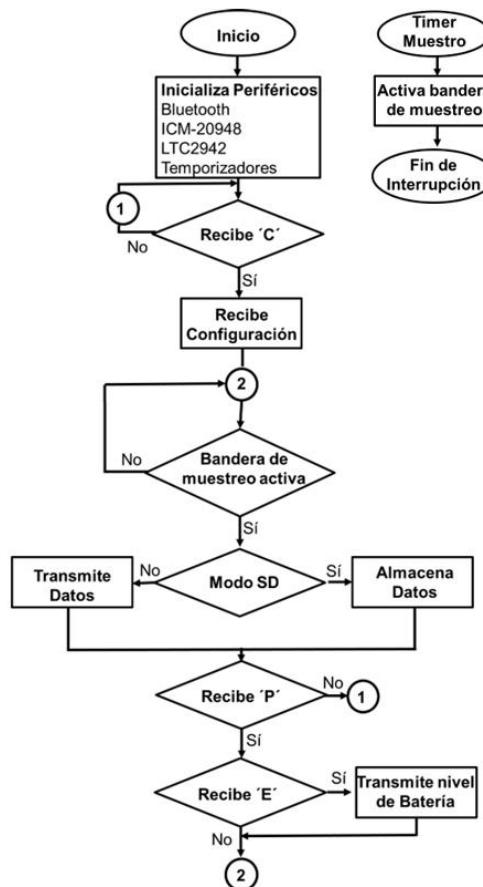


Figura 4
Seudocódigo de la programación del microcontrolador.

El ESP32 dispone de varios modos de operación para reducir el consumo energético: activo, sueño moderado, sueño ligero, sueño profundo e hibernación, los cuales desactivan distintos bloques funcionales según el ahorro requerido.

Durante el diseño del firmware se procuró reducir el consumo de energía sin necesidad de interrumpir físicamente la alimentación del dispositivo. Para este propósito, el modo sueño profundo resulta ser la opción más adecuada del ESP32, ya que apaga la CPU y periféricos principales conservando el dominio RTC y pines configurables de reactivación. El modo hibernación se descartó debido a que borra la memoria RTC y restringe las fuentes de despertar.

La reactivación del ESP32 desde el modo sueño moderado se realiza mediante una interrupción externa por flanco de subida a través de un pulsador conectado al pin GPIO27. Al accionarse, se ejecuta una rutina que prepara al sistema: detiene la adquisición de datos, desactiva periféricos, cierra los archivos en la micro SD y pone al ICM-20948 en bajo consumo. En paralelo, el monitor de batería LTC2942 se configura en su respectivo modo de bajo consumo (*adc_mode_sleep*) para limitar sus mediciones a solicitudes puntuales. Esta fase asegura que ningún componente permanezca en un estado de alta demanda energética antes de suspender el microcontrolador.

En la figura 5 se muestra la secuencia de acciones que se realizan antes de entrar en modo sueño profundo.

El sensor inercial ICM20948 juega un rol crítico en la estrategia de eficiencia energética. Durante el sueño profundo, el sensor se coloca en modo de bajo consumo. Al reactivarse el sistema, el sensor ICM20948 restablece su funcionamiento normal, permitiendo una transición rápida entre su modo de bajo consumo y de operación sin comprometer la integridad de las mediciones. Este modo de bajo consumo del sensor también se establece durante la inicialización del firmware hasta que el sistema recibe los parámetros de muestreo e inicia la medición. Esta sincronización entre el ESP32 y el sensor durante el tiempo de inactividad asegura que el sistema opere solo cuando es necesario, maximizando la vida útil de la batería.

El despertar del ESP32 mediante el pin GPIO27 genera un reinicio completo que inicia su secuencia de arranque y ejecuta nuevamente la función *setup*. Este proceso reinicializa los periféricos y servicios, pero no conserva el estado previo, perdiéndose las variables alojadas en la memoria RAM; por lo tanto, el sistema depende por completo de nuevas configuraciones externas recibidas vía BLE para reanudar las mediciones.

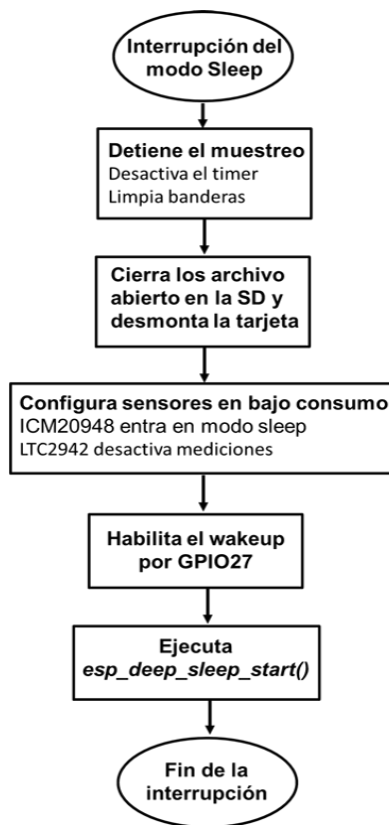


Figura 5
Secuencia previa al sueño profundo.

3.- RESULTADOS

3.1.- CONSTRUCCIÓN DEL MÓDULO ELECTRÓNICO.

Un primer resultado del proyecto consistió en la construcción del sistema electrónico, como se muestra en la figura 6. Este sistema materializa el diseño teórico en un módulo físico funcional, el cual está diseñado para adquirir, almacenar y transmitir datos obtenidos de un sensor inercial. El módulo presenta un diseño donde todos los componentes son integrados en el interior de una carcasa fabricada, que combina portabilidad y robustez.



Figura 6
Módulo del sistema electrónico.

La construcción del módulo priorizó la integración compacta y la estabilidad mecánica. El sensor ICM-20948 y el adaptador micro SD se fijaron en la superficie inferior de la carcasa, garantizando una alineación precisa del sensor y un acceso robusto al almacenamiento. En un nivel intermedio, la placa ESP32-E se montó sobre un poste interno, funcionando como núcleo de interconexión mediante cables de 28 AWG soldados firmemente. En la zona superior se dispusieron el monitor de batería LTC2942 (conectado vía I2C) y la batería de Litio de 380 mAh, asegurados para evitar desplazamientos. Este ensamblaje resultó en un dispositivo electrónico compacto, ligero y estructuralmente sólido. Esta distribución de los componentes es apreciable en la figura 7.

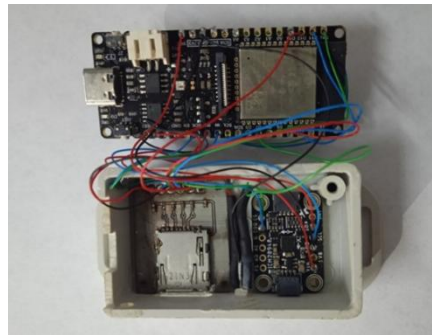


Figura 7
Conexión de los componentes.

El resultado es un módulo de tamaño reducido, ligero y fácil de manipular, en el que todos los componentes quedaron integrados de forma ordenada y funcional. Esta organización favorece su usabilidad sin causar afectaciones en la persona, como se puede observar en la figura 8.

3.2.- PRUEBAS DE VALIDACIÓN.

Para validar la funcionalidad del sensor y la transmisión inalámbrica, se configuró el sistema en modo BLE y se sometió a movimientos controlados en los ejes X, Y y Z, de forma individual y combinada. Los resultados mostraron que las señales de aceleración visualizadas en tiempo real presentaban variaciones claras y coherentes con cada desplazamiento. Durante el movimiento en un solo eje, la señal correspondiente exhibía la oscilación principal, mientras que los otros ejes registraban



Figura 8
Módulo del sistema siendo utilizado.

únicamente pequeñas perturbaciones propias de la manipulación manual. En el movimiento combinado, las tres señales presentaron variaciones de magnitud comparable. Estos resultados confirmaron que el sensor ICM-20948 detecta adecuadamente la aceleración tridimensional y que el sistema BLE transmite los datos de forma estable y sin pérdidas apreciables, cumpliendo con el propósito de monitoreo en tiempo real. La señal registrada durante el movimiento en los tres ejes se muestra en la figura 9.

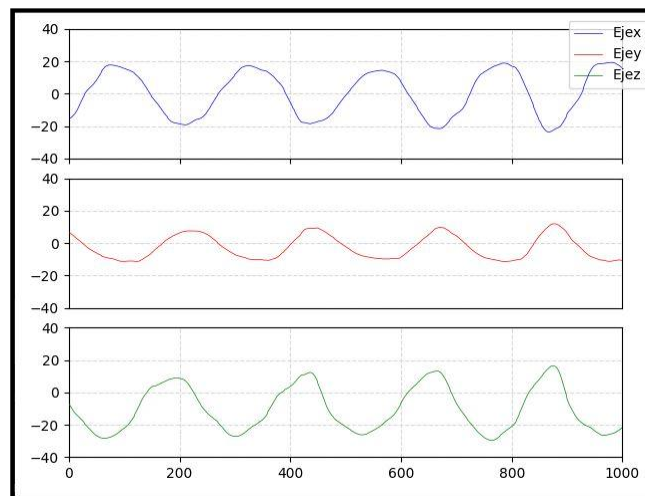


Figura 9
Señales de aceleración registradas durante movimientos combinados.

Con el objetivo de comprobar el funcionamiento en modo autónomo, se repitieron los movimientos controlados configurando el dispositivo en modo de almacenamiento en memoria micro SD. El análisis posterior de los archivos CSV generados corroboró que estos contenían la estructura de datos esperada, incluyendo las mediciones de aceleración, giroscopio, magnetómetro y temperatura. La gráfica de las señales de aceleración almacenadas, mostrada en la figura 10, reprodujo fielmente los patrones de movimiento aplicados demostrando que el proceso de escritura en la memoria fue continuo y confiable. Esta prueba validó la capacidad del sistema para operar de manera independiente, almacenando datos localmente sin necesidad de una conexión inalámbrica activa.

Para evaluar la capacidad del sistema de gestionar múltiples tareas de E/S, se aplicó la configuración destinada a transmitir datos por BLE y almacenarlos en la micro SD de manera concurrente. La comparación directa entre las señales recibidas por Bluetooth y las recuperadas del archivo CSV mostró una coincidencia exacta. No se observaron desfases, pérdidas de muestras ni diferencias en los valores registrados, lo que evidenció que la arquitectura de *firmware* y el uso de buses SPI independientes para el sensor y la memoria permiten ejecutar ambos procesos de forma estable y sin interferencias mutuas.

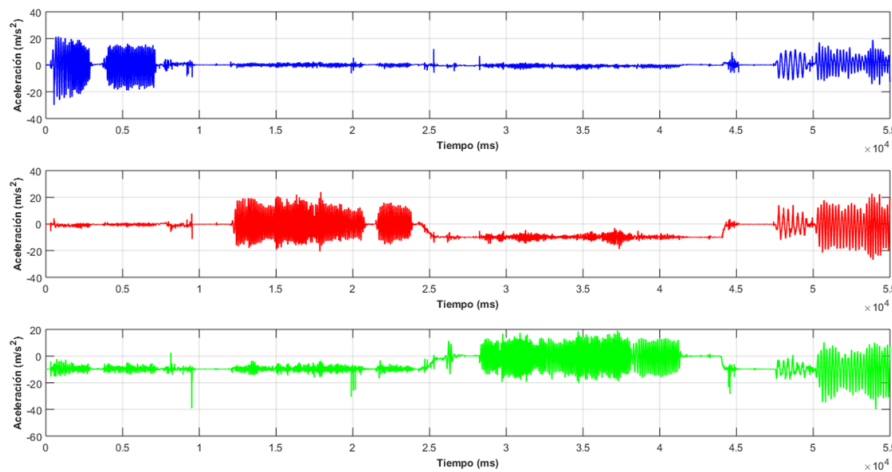


Figura 1

Gráficas de aceleración de las muestras almacenadas en SD.

La figura 11 muestra un ejemplo de las señales transmitidas y almacenadas, donde puede observarse su correspondencia.

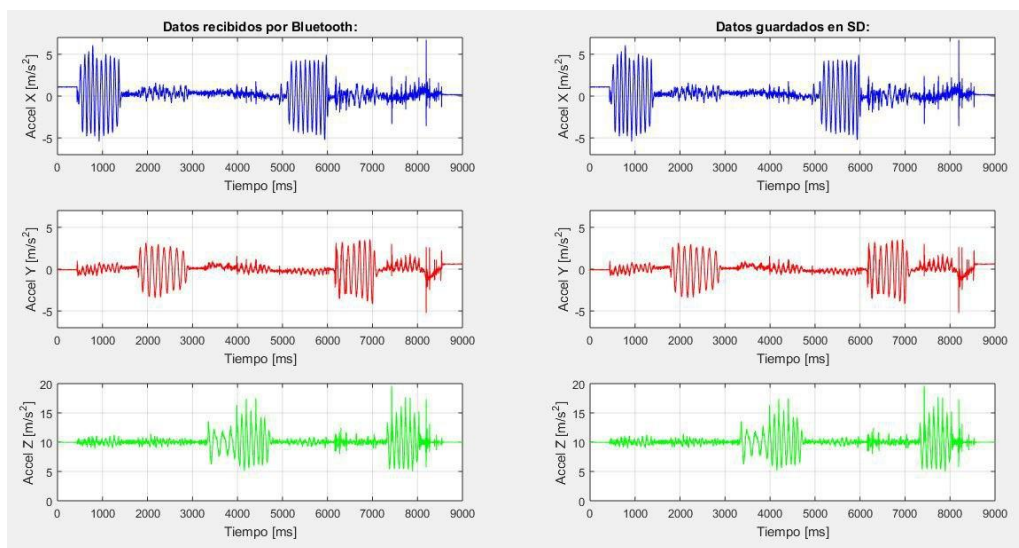


Figura 11

Gráficas de aceleración de las muestras almacenadas en SD y transmitidas por BLE.

Para verificar la capacidad del sistema de operar a la frecuencia máxima especificada, se configuró a 1100 Hz y se instrumentó el *firmware* para medir los intervalos entre muestras. Los resultados confirmaron que el sistema electrónico funciona de manera consistente con el período de muestreo esperado de 909 μ s. Se observaron variaciones mínimas entre los intervalos registrados, con valores comprendidos entre 908 μ s y 910 μ s. Estas diferencias se deben a la resolución limitada del temporizador interno del ESP32, atribuible a las características de la función *micros()* utilizada para medir los tiempos. En una segunda variante de la prueba, se midió el tiempo total transcurrido para adquirir 1000 muestras utilizando la función *millis()*. En este caso, se obtuvo un valor de 909 ms. Este resultado respalda que el sistema mantiene la frecuencia de 1100 Hz de forma estable durante periodos prolongados. La concordancia entre ambas mediciones demuestra que el sistema cumple de forma correcta con el requerimiento de frecuencia establecido, garantizando la integridad de los datos y su idoneidad para aplicaciones como el análisis de la marcha.

Para evaluar el comportamiento del consumo energético, se realizaron pruebas de descarga continua con la batería LP422339JU (380 mAh, 3.7 V nominal) en los dos modos de trabajo. En ambas variantes, el sensor LTC2942 registró periódicamente la tensión, la capacidad restante y la temperatura, datos que se integraron a la trama de adquisición principal.

En el modo de almacenamiento en memoria micro SD, los resultados mostraron una disminución lineal de la capacidad disponible. La tensión inicial de 4.2 V se mantuvo con un decremento progresivo hasta aproximadamente 3.6 V, donde presentó una caída más abrupta, comportamiento característico de las baterías de Litio. La temperatura osciló entre 32 °C y 38 °C. En este modo, el tiempo de operación desde la carga máxima hasta el umbral mínimo de 3.0 V fue de 240 minutos, como se muestra en la figura 12.

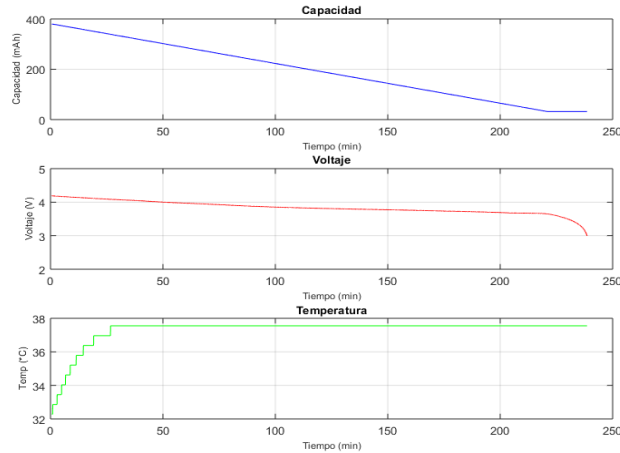


Figura 12

Comportamiento de la batería en modo de almacenamiento micro SD.

En el modo de transmisión BLE, se observó un patrón de descarga similar, con un decremento lineal de la capacidad, una caída suave de la tensión hasta los 3.6 V y una temperatura que varía entre 30 °C y 39 °C, sin observarse sobrecalentamiento. Sin embargo, el tiempo que demora la batería en descargarse hasta el umbral mínimo permisible se redujo a aproximadamente a 165 minutos, lo cual se debe a un consumo mayor, asociado al gasto energético involucrado en la transmisión inalámbrica continua. La figura 13 muestra las gráficas de las mediciones de estos parámetros durante la prueba.

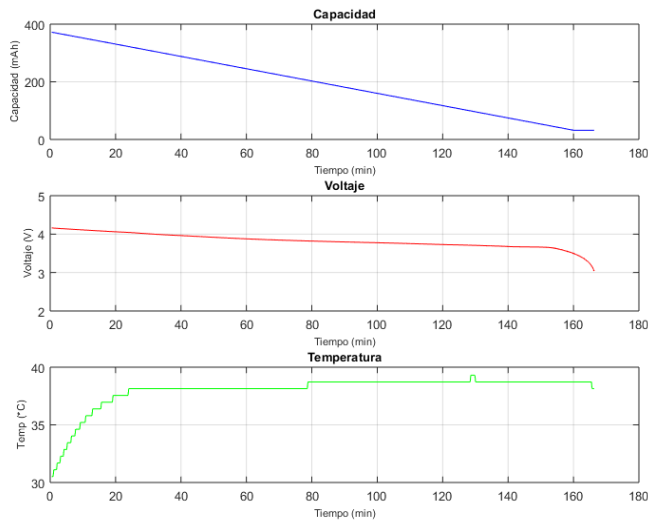


Figura 13

Comportamiento de la batería en modo de transmisión BLE.

La comparación entre ambos modos confirma una autonomía notablemente mayor en el modo de almacenamiento autónomo (240 min vs. 165 min). Estos resultados validan la hipótesis de que prescindir de la transmisión BLE reduce el consumo energético y extiende los periodos de monitoreo. Además, se corroboró que el monitoreo mediante la carga restante (*Coulomb counting*) del LTC2942 ofrece una estimación más fiable y directa que la simple medición de tensión.

Los resultados confirman la hipótesis del trabajo: la arquitectura basada en ESP32, sensor ICM-20948 y almacenamiento autónomo en SD es viable para crear un dispositivo que opera sin conexión continua. El sistema cumple con la frecuencia de muestreo de 1100 Hz y los dos modos de funcionamiento, resolviendo así el problema de dependencia y monitoreo de corta duración.

Comparado con desarrollos previos en Cuba [9,10], que dependían de transmisión BLE continua, este trabajo logra una autonomía significativamente mayor. El modo de almacenamiento local (240 min) incrementando en un 45% el tiempo de operación frente al modo BLE (165 min), permitiendo la captura de datos en actividades prolongadas y en entornos sin cobertura Bluetooth.

Desde el punto de vista social, este sistema electrónico contribuirá a la estimación objetiva de parámetros de marcha que posibilitarán identificar a los ancianos vulnerables y con mayor riesgo de presentar discapacidad. De este modo, se impactaría positivamente en la calidad de vida del adulto mayor, contribuyendo a la detección de ancianos frágiles, con el objetivo de minimizar la aparición de desenlaces adversos.

4.- DISCUSIÓN

Sobre el dispositivo desarrollado es posible decir que, al alcanzarse valores de hasta 1100 Hz de frecuencia de muestreo, resulta adecuado para el análisis de la marcha humana. Este valor supera ampliamente las frecuencias típicamente recomendadas en la literatura, donde Fan et al. [14] determinan que frecuencias de aproximadamente 100 Hz son suficientes para realizar análisis de marcha, mientras que actividades más dinámicas como la carrera requieren analizar frecuencias de alrededor de 200 Hz, mientras que pueden darse movimientos de mayor velocidad que pueden llegar a frecuencias de 400 Hz.

En cuanto a la plataforma *hardware* propuesta, ya previamente otras soluciones las han aplicado. Tal es el caso de [15], donde se emplea el mismo tipo de microcontrolador y sensor inercial en la búsqueda de una de una arquitectura de bajo costo y consumo reducido. Sin embargo, este sistema, [15], se orienta específicamente a la evaluación del salto con contra movimiento, utilizando únicamente el acelerómetro para estimar el tiempo de vuelo y la altura del salto, mientras que el presente trabajo aprovecha la capacidad completa del sensor (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) para una aplicación de análisis de marcha.

Se pueden encontrar otros trabajos que utilizan diferentes tipos de sensores inerciales que el empleado en esta investigación. Por ejemplo, en [16] se analiza la precisión en la estimación del tiempo de contacto, tiempo de vuelo y frecuencia de zancada en carrera con apoyo de talón utilizando un sensor ADXL345, que es un acelerómetro de 3 ejes. Como se mencionó, en esta investigación se utilizó un sensor ICM-20948, que además del acelerómetro integra giroscopio y magnetómetro, permitiendo registrar no solo aceleraciones lineales sino también velocidad angular y orientación magnética para un análisis más completo del movimiento. El uso exclusivo del acelerómetro impide separar la aceleración lineal de la componente gravitatoria en condiciones dinámicas, introduciendo errores en la estimación del movimiento. En cambio, la integración del giroscopio permite estimar la orientación angular para sustraer la gravedad de la aceleración medida, mientras que el magnetómetro corrige la deriva del giroscopio mediante una referencia absoluta de rumbo, asegurando la precisión en la aceleración lineal resultante.

La arquitectura propuesta del sistema desarrollado, específicamente la implementación de transmisión BLE almacenamiento en memoria microSD posibilita los modos de trabajo en transmisión y autónomo. Esta dualidad soluciona las limitaciones señaladas por Park et al. [17], quienes identifican la dependencia de transmisión BLE continua como factor crítico que reduce la autonomía en dispositivos electrónicos. Incluso, en [18] se evidencia esta deficiencia en su sistema de anillo inteligente, el cual opera con transmisión BLE continua sin respaldo local; en este caso se incurre en pérdida de datos ante fallos de conectividad, lo que restringe su operación en escenarios donde no puede garantizarse la continuidad del enlace inalámbrico.

En relación con la transmisión inalámbrica de datos, uno de los desafíos identificados en sistemas basados en sensores portables es la pérdida de paquetes durante la comunicación, particularmente cuando se emplea BLE. Estudios como el de Tipparaju et al. evidencian que factores como la interferencia, la distancia entre nodos y las limitaciones energéticas pueden provocar pérdidas significativas de información, afectando la integridad del monitoreo continuo en aplicaciones de salud. En contraste, en el presente trabajo, aunque también se emplean tecnologías inalámbricas de bajo consumo, se incorpora el almacenamiento en memoria micro SD, lo que permite evitar la dependencia exclusiva de la transmisión BLE y garantizar la integridad de los datos adquiridos para su posterior análisis [19].

Luego, queda reflejado con claridad que el módulo electrónico desarrollado es viable para ser usado en la adquisición de señales inerciales en aplicaciones de análisis de la marcha, cumpliendo y superando los requisitos de diseño establecidos.

5.- CONCLUSIONES

La implementación del sistema electrónico validó el diseño propuesto al demostrar que el dispositivo es capaz de adquirir datos de movimiento y operar correctamente en sus dos modos de funcionamiento: almacenamiento en memoria micro SD y transmisión inalámbrica mediante BLE. Estas pruebas confirmaron que la arquitectura planteada, basada en un microcontrolador ESP32, un sensor inercial y un sistema de monitoreo de carga, cumple con los requerimientos definidos al inicio del trabajo.

Uno de los aspectos abordados fue la estabilidad de la frecuencia de muestreo aplicada, verificándose que cumple con los requerimientos establecidos, tanto durante el funcionamiento en modo de transmisión BLE como en el almacenamiento en memoria micro SD.

Un aspecto evaluado durante las pruebas fue el tiempo en el cual la batería se descarga, desde su capacidad máxima hasta el umbral mínimo permisible, comprobándose que es significativamente mayor en el modo de almacenamiento en memoria frente al modo de transmisión inalámbrica. Además, se evidenció la necesidad de utilizar un monitor de carga, ya que el monitoreo a través de la tensión resultaría más complejo e impreciso.

AGRADECIMIENTOS

Esta investigación fue financiada por OGFPI, proyecto con referencia PN305LH013-066.

REFERENCIAS

1. Manzanarez de la Cruz A. Efecto de la implementación de programas de gerontología comunitaria sobre el envejecimiento saludable o activo en adultos mayores en México: Revisión sistemática y meta-análisis. Master Thesis. Ciudad de México; 2023. Disponible en: <https://busqueda.bvsalud.org/portal/resource/fr/biblio-1452501Pan>
2. Economic Commission for Latin America and the Caribbean; Pan American Health Organization. Demographic Outlook for Population Aging in the Region of the Americas. Washington (Estados Unidos): ECLAC/PAHO; 2023. Disponible en: <https://www.cepal.org/es/publicaciones/68411-perspectivas-demograficas-envejecimiento-la-poblacion-la-region-las-americas>
3. Galindo Reyes E. Marcha y equilibrio del adulto mayor y su estilo de vida. Master Thesis. Benemérita Universidad Autónoma de Puebla; 2021. Disponible en: <https://hdl.handle.net/20.500.12371/16034>
4. Leguizamón Y.T., Sánchez W.H., Sierra E.L. Identificación de movimiento humano a través del procesamiento de video. Entre Ciencia e Ingeniería [serial en Internet]. 2019 jul;13(26):27-35. [citado 29 abr 2026]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-83672019000200027&lng=en&nrm=iso
5. Fernández D.A., Rengifo C.F., Caicedo P.E. Exploring human gait dynamics: A review of image capture device-based analysis systems. Entre Ciencia e Ingeniería [Internet]. 2024 Jun [citado 2026 Apr 27];18(35):[8 p.]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-83672024000100067&lng=en&nrm=iso
6. Tao W., Liu T., Zheng R., Feng H. Gait Analysis Using Wearable Sensors. Sensors [Internet]. 2012 feb [citado 29 abr 2026];12(2):2255-2283. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3304165/>
7. García Vicencio D.S. Sistema de seguimiento de movimiento de las extremidades superiores basado en sensores inerciales para rehabilitación en realidad virtual. Master Thesis. Universidad Nacional Autónoma de México; 2020. Disponible en: <https://hdl.handle.net/20.500.14330/TES01000799697>
8. Infomed Santiago [Internet]. Santiago de Cuba: Centro Provincial de Información de Ciencias Médicas; 2023 - [cited 2026 Apr 28]. El Envejecimiento de la Población. Cuba y sus territorios-2022; [about 3 p.]. Disponible en: <https://www.infomed.scu.sld.cu/el-envejecimiento-de-la-poblacion-cuba-y-sus-territorios-2022/>
9. Menéndez Álvarez J., Castellanos G.A., Hernández Montero F.E., Rodríguez Suárez J.R., Pérez Molinet A. Sistema electrónico experimental para la medición de variables de parámetros de marcha en ancianos. Revista de Ciencia y Tecnología [serial en Internet]. 2020 jun [citado 29 abr 2026];(33):1-10. Disponible en: https://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1851-75872020000100014&lng=es&nrm=iso&tlng=es

10. Salgado Vistorte A.A., Hernández Montero F.E., Castellanos Arencibia G. Electronic device for gait analysis. Revista de Ciencia y Tecnología [Internet]. 2022 Dec [citado 2026 Abr 28];(38):[10 p.]. Disponible en: https://www.scielo.org.ar/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1851-75872022000200011&lng=es&nrm=iso
11. Adafruit Industries. Adafruit TDK InvenSense ICM-20948 9-DoF IMU [Internet]. 2020 [citado 28 abr 2026]. Disponible en: <https://www.adafruit.com/product/4554>
12. DFRobot. FireBeetle ESP32-E IoT Microcontroller [Internet]. 2022 [citado 28 abr 2026]. Disponible en: https://www.mouser.com/pdfDocs/Product_Overview-DFRobotDFR0654FireBeetleESP32-ElIoTMicrocontroller2.pdf
13. Linear Technology. LTC2942-1 Battery Gas Gauge with Internal Sense Resistor and Temperature/Voltage Measurement [Internet]. [citado 28 abr 2026]. Disponible en: <https://www.mouser.com/datasheet/2/609/29421f-1270348.pdf>
14. Fan B., Zhang L., Cai S., Du M., Liu T., Li Q., et al. Influence of Sampling Rate on Wearable IMU Orientation Estimation Accuracy for Human Movement Analysis. Sensors [Internet]. 2025 Mar [citado 28 abr 2026];25(7):1976. Disponible en: <https://www.mdpi.com/1424-8220/25/7/1976>
15. Mitschke C., Zaumseil F., Milani T.L. The influence of inertial sensor sampling frequency on the accuracy of measurement parameters in rearfoot running. Comput Methods Biomech Biomed Engin [Internet]. 2017 Nov [citado 28 abr 2026];20(14):[10 p.]. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28948846/>
16. Pousibet-Garrido A., Benavente C., Moreno-Pérez J.A., Pérez-Regalado S., Carvajal M.A., Chiroso I.J., et al. A High-Frequency Wearable IMU-Based System for Countermovement Jump Assessment. Sensors [Internet]. 2026 [citado 28 abr 2026];26(5):1408. Disponible en: <https://www.mdpi.com/1424-8220/26/5/1408>
17. Park C., Park D.Y., Zhang H., Yang D.S., Redden C.R., Yoo S., et al. Adaptive electronics for photovoltaic, photoluminescent and photometric methods in power harvesting for wireless wearable sensors. Nat Commun [Internet]. 2025 Jul [citado 28 abr 2026];16:5808. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41467-025-60911-1>
18. Lim H., Han J.M., Park M.H., Kim J.Y., Pak H., Oh S.J. Feasibility of smart ring-based remote monitoring in hospitalized patients: evaluation of signal transmission latency and data acquisition continuity. Front Bioeng Biotechnol [Internet]. 2025 Dec [citado 28 abr 2026];13:1689794. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/journals/bioengineering-and-biotechnology/articles/10.3389/fbioe.2025.1689794/full>
19. Tipparaju V.V., Mallires K.R., Wang D., Tsow F., Xian X. Mitigation of Data Packet Loss in Bluetooth Low Energy-Based Wearable Healthcare Ecosystem. Biosensors [Internet]. 2021 Sep [citado 2026 Jun 5];11(10):350. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/bios11100350>

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no presentan conflicto de interés.

CONTRIBUCIONES DE LOS AUTORES

Samuel Casanova Calzadilla: Curación de datos, Análisis formal, Investigación, Recursos, Software, Validación – Verificación, Visualización, Redacción – borrador original.

Osniel Alejandro García Orihuela: Curación de datos, Investigación, Recursos, Software, Validación – Verificación, Visualización.

Fidel Ernesto Hernández Montero: Conceptualización, Análisis formal, Adquisición de fondos, Investigación, Metodología, Administración de proyecto, Recursos, Supervisión, Redacción – revisión y edición.

AUTORES

Samuel Casanova Calzadilla, Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica, Universidad Tecnológica de La Habana “José Antonio Echeverría” (CUJAE), La Habana, Cuba, samuelca@tele.cujae.edu.cu, No. ORCID: 0009-0004-0446-5574. Principales intereses de investigación: desarrollo de dispositivos electrónicos y sistemas embebidos para

aplicaciones biomédicas, microcontroladores, procesamiento de señales, tecnología de monitoreo y diagnóstico industrial.

Osniel Alejandro García Orihuela, Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica, Universidad Tecnológica de La Habana “José Antonio Echeverría” (CUJAE), La Habana, Cuba, osnielaga@tele.cujae.edu.cu, No. ORCID: 0009-0001-7509-6081. Principales intereses de investigación: microcontroladores, procesamiento de señales, tecnología de monitoreo y diagnóstico industrial, IoT industrial y dispositivos electrónicos.

Fidel Ernesto Hernández Montero, Ingeniero en Telecomunicaciones y Electrónica, Doctor en Ciencias Técnicas, Universidad Tecnológica de La Habana “José Antonio Echeverría” (CUJAE), La Habana, Cuba, fhernandez@tele.cujae.edu.cu, No. ORCID: 0000-0002-5003-2807. Principales intereses de investigación: microcontroladores, procesamiento de señales, tecnología de monitoreo y diagnóstico industrial, IoT industrial, desarrollo de dispositivos electrónicos y sistemas embebidos para aplicaciones biomédicas.



Esta revista se publica bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-No Comercial-Sin Derivar 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)